

DER EINFLUSS VON LASERLICHT AUF DIE WUNDHEILUNG VON RATTEN

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Medizin

von
Franz-Josef Schwegmann
aus Lengerich
Mainz 1982
—

Aus der Urologischen Klinik der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

DER EINFLUSS VON LASERLICHT AUF DIE
WUNDHEILUNG VON RATTEN

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz
dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von
Franz-Josef Schwegmann
aus Lengerich

Mainz 1982



Dekan: Prof.Dr.med. K.H. BÄSSLER

1. Gutachter: Prof.Dr.med. HUTSCHENREITER

2. Gutachter: Prof.Dr.med. JACOBI

Tag der mündlichen Prüfung: 13. Juli 1982

Einleitung

Abkürzungen

I. Vorwort	1
II. Geschichte der Wundheilung	2
III. Bedeutung der Wundheilung	3
IV. Wundheilungsmittel	4
V. Wundheilungsmittel	5

Abkürzungen

I. Abkürzungen	10
II. Abkürzungen	11
III. Abkürzungen	12
IV. Abkürzungen	13

Abkürzungen des Textes

Abkürzungen des Textes

Ich habe die Dissertation mit dem Titel "Der Einfluß von Laserlicht auf die Wundheilung bei Ratten" selbständig angefertigt; ich habe außer den im Schriftenverzeichnis angegebenen Hilfsmitteln keine weiteren benutzt und alle Stellen, die aus dem Schrifttum entnommen sind, nach der Fundstelle unter Angabe von Titel, Auflage und Erscheinungsjahr, Band und Seite des Werkes kenntlich gemacht.

Abkürzungen des Textes

Franz-Josef Schwegmann

Abkürzungen des Textes

Abkürzungen

Inhaltsverzeichnis

	Seite
EINLEITUNG	1
ALLGEMEINE VERSUCHSBEDINGUNGEN	4
I. Versuchstiere	4
II. Bestrahlungsquellen	6
III. Berechnung der Bestrahlungs- intensität von 20 J/cm^2	7
IV. Bestrahlungsablauf	8
MESSMETHODEN	10
I. Planimetrie	10
II. Histometrie	12
III. ZerreiBtest	15
ZerreiBvorgang	
VERSUCHSERGEBNISSE UND DISKUSSION	22
Versuch I Planimetrie	22
Ergebnisse	22
Diskussion zur Planimetrie	25
Versuch II Histometrie	26
Ergebnisse	26
Diskussion zur Histometrie	32
Versuch III ZerreiBtest	34
Ergebnisse	34
Diskussion zum ZerreiBtest	40
KURZE ZUSAMMENFASSUNG DER VERSUCHS- ERGEBNISSE	42
LITERATURVERZEICHNIS	44
Lebenslauf	52

Digitized by the Internet Archive
in 2026

EINLEITUNG

In zahlreichen Veröffentlichungen von verschiedenen Autoren wurden stimulierende Wirkungen von Laserlicht auf biologische Vorgänge beschrieben, wenn Laserlicht niedriger, nicht gewebezerstörender Intensität verwandt wurde (MESTER et al 1971 b, RAJARAMAN et al 1972, MESTER et al 1973 b, SHAKHTMEISTER et al 1974, ZADORROZHNYI et al 1976, MESTER 1976 a, MESTER et al 1976 b, STEPANOV et al 1977, HUTSCHENREITER et al 1979, KANA 1980).

Im einzelnen wurde eine Aktivierung von Fibroblasten gesehen, erkennbar an einer gesteigerten Kollagensynthese, einer Zunahme der Mitosenhäufigkeit und Erhöhung der metabolischen Zell-Leistungen; weiter verkleinerten sich Hautdefekte beschleunigt gegenüber Unbestrahlten, und die Zugfestigkeit von Hautnarben war nach mehrtägiger Bestrahlung erhöht.

Schon vor der Erfindung der Laser durch MAIMANN 1960 waren Bestrahlungseffekte von polarisiertem wie unpolarisiertem inkohäerentem Licht auf die Fibroblastendifferenzierung und ihre mitotische Aktivität bekannt (VERDONK 1937).

Unterschiede in der Quantität des biologischen Einflusses bei vergleichbarer Qualität wurden beschrieben für Bestrahlungen mit kohäerentem Laserlicht und nicht kohäerentem Licht (KORYINYI et al 1974, SHAKHTMEISTER et al 1974, BABAYAN et al 1977, MESTER et al 1978 b, HUTSCHENREITER et al 1979, KANA 1980).

Die biologisch wirksamste Form der Bestrahlung ist danach die Bestrahlung mit polarisiertem, kohärentem Laserlicht, die geringste biologische Wirksamkeit wird der Bestrahlung mit nicht polarisiertem, inkohärentem Licht zugeschrieben.

Die Untersuchungen mit inkohärentem Licht wurden durchgeführt mit Wellenlängen zwischen λ 415 nm und λ 633 nm, die etwa dem Spektrum des sichtbaren Lichtes mit λ 380 bis 780 nm entsprechen.

Bei dem monochromatischen, kohärenten Laserlicht wurden He-CO₂-Laser mit einer Spektrallinie bei λ 441 nm, Ar-Laser mit acht Spektrallinien zwischen λ 457,9 und 514,5 nm, HeNe-Laser mit λ 632,8 nm, Krypton-Laser mit λ 647 nm und Rubin-Laser mit λ 694,3 nm verwandt. Es wurden also Lichtquellen aus allen Grundfarbenbereichen verwandt. So absorbieren zum Beispiel die blauempfindlichen Zapfen des menschlichen Auges maximal bei λ 440 nm, die Grünempfindlichen bei λ 540 nm und die Rotempfindlichen bei λ 580 nm. Das Maximum der Hellempfindung liegt bei λ 550 nm und das Dämmerungssehen hat ein Absorptionsmaximum bei λ 500 nm (STUART-KLAGES 1970).

Von 1978 bis 1980 wurden eine Reihe von Untersuchungen durchgeführt, welche die biologischen Effekte einer Laserbestrahlung von niedriger Intensität objektivieren sollten (HUTSCHENREITER et al 1978, KANA 1980, ALLMANG 1981).

Als Bestrahlungsquellen standen ein Argon-Laser mit λ 514,5 nm, ein Helium-Neon-Laser mit λ 632,8 nm und ein Krypton-Laser mit λ 647 nm zur Verfügung. Als analoge, nicht kohärente Lichtquelle diente eine Halogenlampe, deren Licht mit Hilfe von Filtern auf etwa λ 540 nm bzw. λ 633 nm begrenzt wurde.

Die einzelnen Untersuchungen arbeiteten mit Bestrahlungsintensitäten von 2, 4, 10 und 20 J pro cm^2 . Geprüft wurde die Reißfestigkeit von Hautnarben bei Ratten nach mehrtägiger Bestrahlung, die Verkleinerung der Hautwunden, ihre Zellzusammensetzung und ihr Kollagengehalt.

Diese Arbeit untersucht den Einfluß von Krypton-Laserlichtbestrahlung mit einer Intensität von 20 J/ cm^2 auf artefizielle Hautdefekte bei weißen Ratten. Parameter für den Bestrahlungseffekt sind die Dehnbarkeit und Zugfestigkeit der Narben nach 12-tägiger Bestrahlung, das histometrisch bestimmte Zellmuster im Verlaufe der Wundheilung und die planimetrisch ermittelte Verkleinerung dieser Wunden während der 12-tägigen Bestrahlung.

ALLGEMEINE VERSUCHSBEDINGUNGEN

I. Versuchstiere

Als Versuchstiere standen weiße Sprague-Dawley-Ratten zur Verfügung.

Um nicht zu kontrollierende Einflüsse wie Wachstum, Geschlecht und Erbmasse weitgehend auszuschließen, wurden nur männliche, ausgewachsene, bei Versuchsbeginn mindestens 300 g schwere Tiere eines Inzuchtstammes untersucht. Die Ratten wurden zu sechst in Kunststoffwannen mit Drahtabdeckung auf Streu gehalten und konnten nach Belieben Fertig-Trockenfutter fressen (Altromin-Standard-Diät-Ratten-Mäuse) und Leitungswasser trinken.

Nach erfolgter Einteilung und Markierung blieben immer dieselben Tiere in ihrer Box. Die Bestrahlungen begannen, wenn die Ratten nach einigen Tagen ihre anfangs heftigen Rangordnungskämpfe beendet hatten.

Vor Beginn einer Bestrahlungsserie wurden die Tiere an einem Vormittag einzeln in einer Ätherglocke betäubt. Anschließend wurde in Narkose die Haut beiderseits der Wirbelsäule im Lumbalbereich auf einer etwa 5-Markstück großen Fläche glatt rasiert. Daraufhin wurde die auf dem lockeren subcutanen Gewebe leicht verschiebbliche Haut der Ratten über der Lendenwirbelsäule angehoben und in diese Hautfalte mit einer Zange ein Loch von 1,5 cm Durchmesser gestanzt. Nach dem Loslassen

der Haut befand sich also je ein kreisrunder Defekt von $1,77 \text{ cm}^2$ Fläche links und rechts etwa in Höhe der Nieren.

Die Hautwunden kontrahierten sich unter Verschorfung innerhalb 24 Stunden auf etwa 1,3 cm Durchmesser (siehe Planimetrie 1. Tag).
Um 14.00 Uhr desselben Tages wurde dann mit der ersten Bestrahlung begonnen.

Histometrie Schemazeichnung

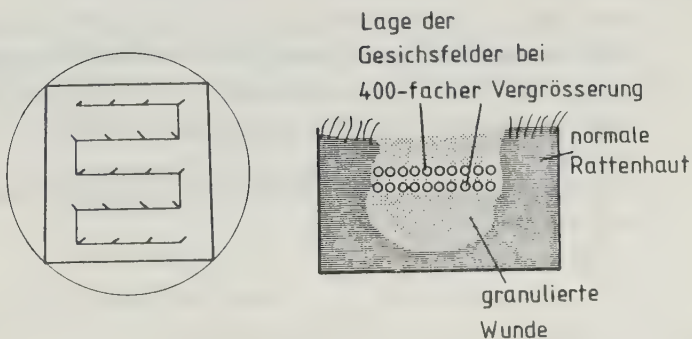


Abb. 1 und 2

II. Bestrahlungsquellen

Verwendet wurde ein Krypton-Laser (Firma Coherent-Radation, Modell 52 Jon-Laser), der monochromatisches, kohärentes d.h. interferenzfähiges, linear polarisiertes Licht aus dem Rotlichtbereich mit einer Wellenlänge von λ 647 nm aussendet. Die Ausgangsleistung ist über einen Transformator bis 500 mW stufenlos regulierbar.

Als Referenzbestrahlungsquelle diente eine Halogenlampe mit Kaltlichtspiegel und Wärmefilter nach Dr. Haina. Die Leistung des Halogenstrahlers ließ sich bis maximal 155 mW stufenlos regulieren, wenn mit Hilfe eines Mehrspiegelinterferenzfilters Rotlicht der Wellenlänge λ 633 nm bei einer Halbwertsbreite von λ 20 nm selektiert wurde.

Vor Beginn einer Bestrahlung liefen beide Lichtquellen solange warm, bis die mit einer Germaniumphotodiode über einen Amperemeter per Eichfaktor gemessene Leistung zeitlich konstant 148 ± 2 mW betrug.

Nach ca. einer halben Stunde war dieses Gleichgewicht erreicht.

III. Berechnung der Bestrahlungsintensität von 20 J/cm²

Die Germaniumphotodiode hatte einen Durchmesser von 1,3 cm und wurde beim Rotlicht im Brennpunkt, beim Laserlicht im gewählten Bestrahlungsabstand in den Strahlengang gebracht.

Mit Hilfe von Blenden war das Rotlicht so angesteuert, daß es im Brennpunkt kreisrund war und einen Durchmesser von 1,3 cm hatte.

Das Laserlicht wurde mit einer optischen Bank so aufgeweitet, daß das im Bestrahlungsabstand auftreffende Strahlenbündel kreisrund war und einen Durchmesser von 1,3 cm hatte.

Wenn Lichtstrahl und Photodiode zur Deckung gebracht wurden, ergibt sich die Bestrahlungsintensität von 20 J/cm² nach folgender Berechnung:

Lichtstrahldurchmesser	= Durchmesser der Photodiode = 1,3 cm
Bestrahlte Fläche	= 1,33 cm ²
gemessene Leistung pro 1,33 cm ²	= 148 mW
Leistungsdichte	= 148 mW/133 cm ² = 111,2 mW/cm ²
Bestrahlungszeit	= 180 sec
Bestrahlungsintensität	= (111,2 mW/cm ²) · 180 sec = 20016 mW sec/cm ²
20016 mW sec/cm ²	20 J/cm ²

IV. Bestrahlungsablauf

Die Ratten für den Zerreißtest wurden täglich in so enge, beidseitig offene Glasröhren gelockt, daß sie sich während der Bestrahlung kaum bewegen konnten, nachdem beide Öffnungen mit Korkstopfen verschlossen waren.

RATTE in BESTRAHLUNGSROEHRE

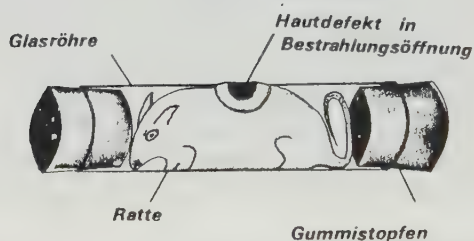


Abb. 3

Mit diesen Röhren wurden die Ratten in den Strahlengang gebracht; eine seitliche dritte Öffnung erlaubte es, die jeweils linken Wunden der Ratten direkt zu bestrahlen.

Auch die Tiere der nicht bestrahlten Kontrollgruppe wurden täglich für drei Minuten in die Glaszylinder gesperrt.

Die Ratten für die Planimetrie- und Histometrie-reihe wurden vor jeder Bestrahlung mit Äther

betäubt und dann in Narkose in den Strahlengang gebracht.

Es zeigte sich, daß es mit jedem Bestrahlungstag schwieriger wurde, die Tiere in die Glaszylinder zu befördern. Die Ratten mußten mit mehr oder weniger Gewalt geschoben werden, wobei Schädigungen der frisch verschorften Wunden nicht vermieden werden konnten.

Durch die Äthernarkose konnte die Bestrahlung schonender erfolgen. Allerdings verstarben bei 612 Narkosen 2 Ratten, eine wurde morgens tot aufgefunden, ohne daß eine Todesursache ersichtlich war.

MESSMETHODEN

I. Planimetrie

90 Ratten wurden in drei Gruppen à 30 Tiere aufgeteilt und als Laser-, Rotlicht- und Kontrollgruppe gekennzeichnet.

Jede Gruppe wurde in 5 Einheiten mit je 6 Tieren unterteilt für planimetrische Bestimmungen der Wundgröße nach 1, 3, 5, 7 und 12 Bestrahlungstagen.

BESTRAHLUNGSSCHEMA

für $n = 30$ RATTEN

4. Bestrahlung

**+ 2 Tötung für weitere
Untersuchung**

[illegible]

Abb. 4

Die Ratten der Laser- und Rotlichtgruppe wurden an 12 aufeinanderfolgenden Tagen mit 20 J/cm^2 Kryptonlaserlicht bzw. mit inkohaerentem Rotlicht bestrahlt.

Die Tiere der Kontrollgruppe blieben unbestrahlt. 24 Stunden nach der ersten Bestrahlung wurden die Tiere der 1.Tag-Einheit einzeln durch Äther-Überdosierung getötet. Dann wurden die Wunden bei festem Linsenabstand 1:1-Objektiv photographiert. Nach Entwicklung der Diafilme wurden die Diapositive auf ein Millimeter-Raster gelegt und durch einen Dia-Betrachter die Wundgröße in mm^2 ausgezählt. 24 Stunden nach der dritten Bestrahlung wurden die Tiere der 3.Tag-Einheit getötet und photographiert, nach der fünften die der 5.Tag-Einheit usw.

II. Histometrie

Untersucht wurde das gleiche Rattenkollektiv wie in Versuch I. Nach erfolgter Photodokumentation der Wunden bzw. Narben wurden sie mit dem subcutanen Gewebe schonend excidiert und in Formalinlösung fixiert. Später wurden die Präparate in Wachs eingegossen und am Mikrotom bei eingestellter Schichtdicke von 5 μ m geschnitten, auf Objektträger gebracht und mit Hämalaun-Eosin gefärbt.

Bei 400facher Vergrößerung mit Immersionsöl wurden pro Präparat in standardisierter Reihenfolge 20 Gesichtsfelder ausgewertet (Abb. 1).

Mit dem Leitz Periplan GF 10XM Integrationsokkular wurden dabei an 20 fest vorgegebenen Stellen pro Blickfeld die histologischen Strukturen differenziert, pro Präparat also 400 mal (Abb. 2).

Differenziert wurden:

- a) Leukozyten, Lymphozyten, Monozyten
- b) Endothelzellen, Angioblasten
- c) Fibrozyten, Fibroblasten
- d) kollagene Fasern
- e) Rest: Zellbruchstücke, Gefäßlumina und andere nicht in a) bis d) einzuordnende Strukturen.

Kriterien für die Auswahl dieser Differenzierung waren für a) eine mögliche entzündungshemmende Wirkung der Bestrahlung; für b) und c) die in der Einleitung erwähnte proliferationssteigernde Wirkung von Laserbestrahlungen auf die Kollagensynthese der Fibrozyten.

Durch die vorgegebene Schichtdicke von 5 μ m der Präparate kam es praktisch zu keiner Überlappung von zellulären Bestandteilen bei der Differenzierung. Bei den wesentlich dünneren Faserstrukturen gingen die in die Zählung mit ein, die bei mittlerer Mikrometerschraubenstellung deutlich zu erkennen waren.

Zur Varianzprüfung wurde 5 mal dasselbe Präparat ausgewertet. Das Ergebnis mit Standardabweichung zeigt Tabelle 1.

Erwartungsgemäß war die Standardabweichung bei den wenig vertretenen Strukturen "sonstige" am größten.

Varianzprüfung Tabelle 1a

fünfmal-Präparat Lasergruppe; 12.Tag;
rechte unbestrahlte Seite

Struktur	1.	2.	3.	4.	5.Auszählung
a) Entzündungszellen	82	71	75	83	74
b) Endothelien	12	16	14	16	13
c) Fibrozyten	70	103	91	91	96
d) kollagene Fasern	207	197	201	193	202
e) sonstige	29	13	19	17	15

Tabelle 1b

Struktur	Mittelwert	Standardabweichung
a) Entzündungszellen	$\bar{x}$ 77	S 5,2 6,8 %
b) Endothelien	$\bar{x}$ 14,2	S 1,8 12,6 %
c) Fibrozyten	$\bar{x}$ 90,2	S 12,3 13,6 %
d) kollagene Fasern	$\bar{x}$ 200	S 5,3 2,6 %
e) sonstige	$\bar{x}$ 18,6	S 6,2 33,5 %

Tabelle 1 (Varianzprüfung)

Bei einem Narbenpräparat wurde 5 mal die relative Zellzusammensetzung mit Hilfe des Integrationsokkulares ermittelt:

- a) Einzelergebnisse
- b) Mittelwerte mit Standardabweichung absolut und prozentual

III. Zerreißtest

26 Tiere wurden in drei Gruppen aufgeteilt:

- a) Bei 7 Tieren wurde die linke Wunde mit Krypton-Laserlicht einer Intensität von 20 J/cm^2 an 12 aufeinanderfolgenden Tagen bestrahlt, die rechte Wunde blieb unbestrahlt.
Diese 7 Tiere wurden als Lasergruppe gekennzeichnet.
- b) 7 weitere Tiere bildeten die Rotlichtgruppe.
Bei ihnen wurden die linken Wunden mit dem Halogen-Rotlicht bestrahlt.
- c) Die restlichen 12 Tiere dienten als Kontrolle: beide Wunden blieben unbestrahlt.
Ansonsten wurde die Kontrollgruppe genauso behandelt wie die Laser- und Rotlichtgruppe.

24 Stunden nach der 12. Bestrahlung wurden die Ratten einzeln durch Ätherüberdosierung getötet, und sofort anschließend wurde mit den Zerreißversuchen begonnen, bevor die Tiere auskühlen und Leichenstarre eintreten konnte.
Zerrissen wurde zuerst die rechte, dann die linke Narbe des jeweiligen Versuchstieres.

ZerreiBvorgang

Ca. 5 mm kranial der zu prüfenden Narbe wurde die Haut der Ratte mit einer Klemme starr fixiert. 5 mm kaudal der Narbe wurde die zweite Klemme gesetzt, die über eine Federwaage mit einer Zugspindel verbunden war. Durch einen Synchronmotor mit 40 Umdrehungen pro Minute wurde die Spindel um 20 mm pro Minute vorgezogen. Auf einem während des ZerreiBvorgangs laufenden Schreiber wurde der Beginn der Gewebedehnung markiert und fortlaufend für jeden Skalenteilstrich der Federwaage eine Zeitmarke gesetzt. Der Meßvorgang wurde zusätzlich von einer Videokamera aufgezeichnet. Durch Wiederholungen konnten die Markierungen des Schreibers überprüft werden. Ein zweiter Untersucher beobachtete durch ein Operationsmikroskop die Wunde und gab an, wann Narbengewebe sichtbar zerriß oder zu zerfließen begann, was ebenfalls auf dem Schreiber markiert wurde. Jede ZerreiBung lief 5 Minuten.

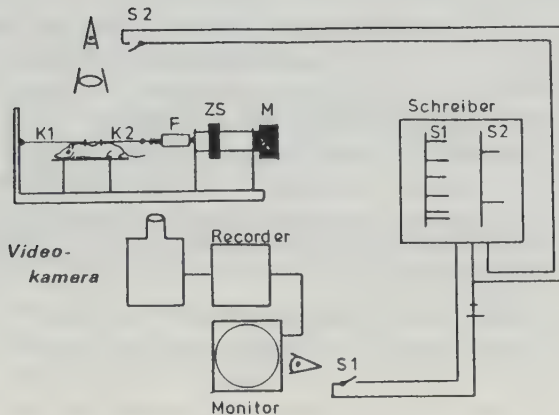


Abb. 5: S1 Beobachter, der anhand Monitorüberwachung für jeden Federwaagenskalen-Teilstrich eine Markierung auf dem Zeitschreiber 1) setzt.

S2 Beobachter, der die Narbe über ein Operationsmikroskop beobachtet und auf Zeitschreiber 2) für Fließen bzw. Reißen der Narben Markierungen setzt.

K1 = Klemme, starr fixiert;

K2 = Klemme mit Federwaage verbunden;

F = Federwaage;

ZS = Zugspindel;

M = Synchronmotor.

Die Dehnung des Gewebes zwischen den beiden Klemmen läßt sich nach folgender physikalischen Gesetzmäßigkeit bestimmen:

$$\Delta L = \frac{V_m \cdot S_s}{V_s} - C \cdot (F - F_o)$$

ΔL = Dehnung

V_m = Spindelgeschwindigkeit = 2 cm/min.

V_s = Bandgeschwindigkeit des Schreibers = 30 cm/min.

S_s = Strecke des Schreibers ab Rechnungsbeginn [cm]

C = Proportionalitätskonstante zwischen Kraft [pond] und Dehnung der Federwaage [cm]; bei der verwendeten Federwaage entsprechen 2 cm Federdehnung 100 p

F = Kraft [pond] laut Skala der Federwaage

F_o = Vorspannung nach Einklemmen der Narbe = 50 pond

Zahlenbeispiel:

Nach 5 Minuten sei die von der Federwaage angezeigte Kraft 450 pond; dann gilt:

$$S_{s1} = V_s \cdot 5 \text{ min.} = \frac{30 \text{ cm} \cdot 5 \text{ min.}}{\text{min.}} = 150 \text{ cm}$$

F_i = 450 pond

$$\begin{aligned} \Delta L &= \frac{V_m \cdot S_{s1}}{V_s} - C \cdot (F_i - F_o) = \frac{2 \text{ cm} \cdot 150 \text{ cm} \cdot \text{min.}}{\text{min.} \cdot 30 \text{ cm}} - \\ &\quad - \frac{2 \text{ cm}}{100 \text{ p}} \cdot (450 \text{ P} - 50 \text{ P}) \end{aligned}$$

$$\Delta L = 10 \text{ cm} - 8 \text{ cm} = 2 \text{ cm}$$

Die Dehnung des Narbengewebes wurde in Abhängigkeit von der einwirkenden Kraft graphisch dargestellt. Für die Auswertungen wurden die Dehnungskurven der einzelnen Gruppen in allen Punkten graphisch gemittelt.

Diese Graphiken wurden unterteilt in:

- 1.) Phase der Narbendehnung;
- 2.) Phase der Gewebezerrissung;
- 3.) Phase der Hautdehnung nach vollständigem Zerreissen der Narben.

Aus den Kurven abgelesen wurden die Umschlagspunkte 4.) und 5.) und die Winkel α und β :

- 4.) Beginn der Narbenzerrissung entsprechend der physikalisch spezifischen Zugfestigkeit [pond], die die Belastung kennzeichnet, bei der das Gewebe seine Kontinuität verliert.
- 5.) Vollständige Zerrissung der Narben.

α) Steigung der Kurven vor Zerrissung der Narben entspricht der physikalischen Dehnbarkeit [cm/pond] des Narbengewebes und ist der Elastizität der Narben proportional.

β) Steigung der Kurven nach erfolgter Zerrissung der Narben entspricht der Dehnbarkeit der unbehandelten Rattenhaut.

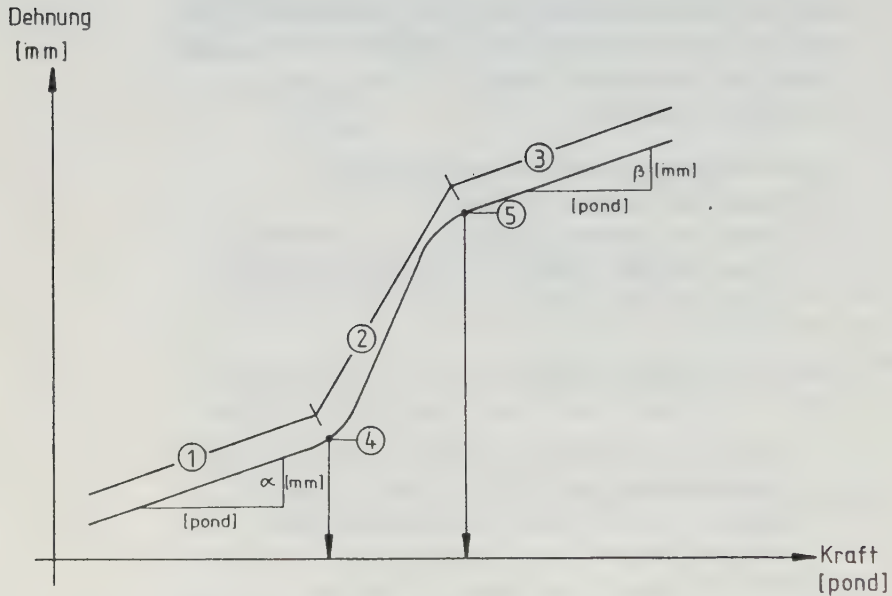


Abb. 6: Zerreißtest (Schemazeichnung II)

- 1) Phase der Gewebsdehnung vor Zerreißen der Narbe
- 2) Phase der Narbenzerreiung
- 3) Phase der Gewebedehnung nach vollständigem Zerreißen der Narbe
- 4) Beginn der Narbenzerreiung (pond), entspricht der spezifischen Zugfestigkeit der Narben
- 5) Vollständige Narbenzerreiung
 - a) Steigung vor Narbenrei (mm/pond), entspricht der Dehnbarkeit der Narben
 - b) Steigung nach vollständigem Narbenrei (mm/pond), entspricht der Dehnbarkeit der Rattenhaut

Nicht berücksichtigt werden konnte bei dieser in situ Zerreißung der Narben der Querschnitt und die Länge des zu prüfenden Gewebes zwischen den beiden Klemmen. Daher ist eine direkte Bestimmung der Elastizität der Narben nicht möglich.

VERSUCHSERGEBNISSE UND DISKUSSION

Versuch I Planimetrie

Ergebnisse: (siehe Tab. 2)

Die Streubreite in der Wundheilungsgeschwindigkeit, gemessen durch die Planimetrie der Wunden, war so groß, daß bei sich weitgehend überlappenden Standardabweichungen auf eine Signifikanzberechnung verzichtet wurde. Unter dieser Einschränkung läßt sich folgendes feststellen:

- 1.) Bei den laser- wie rotlichtbestrahlten Wunden ist die Wundfläche 24 Stunden nach der ersten Bestrahlung im Mittel kleiner als bei den nichtbestrahlten Kontrollwunden.
- 2.) Im weiteren Verlauf der Wundheilung zeigen die rotlichtbestrahlten Wunden die Tendenz gegenüber den unbestrahlten Kontrollwunden sich verlangsamt zu verkleinern, während die laserbestrahlten Wunden ab dem 5. Tag gleich groß oder geringfügig kleiner als die unbestrahlten Kontrollwunden sind.

Krypton-Laserlicht-Bestrahlung der Wellenlänge λ 647 nm, mit einer Intensität von 20 J/cm^2 über 12 Tage appliziert führt also zu keiner beschleunigten Wundverkleinerung gegenüber der nicht bestrahlten, unabhängigen Kontrolle. Halogen-Rotlichtbestrahlung der gleichen Intensität und einer Wellenlänge von λ 633 nm führt zu einer verlangsamen Wundverkleinerung gegenüber der nichtbestrahlten, unabhängigen Kontrolle

und auch im Vergleich zu den laserbestrahlten Wunden. Diese Tendenz besteht, wie die Graphik zeigt, ab dem 5. Untersuchungstag (Abb. 7, Tab. 2).

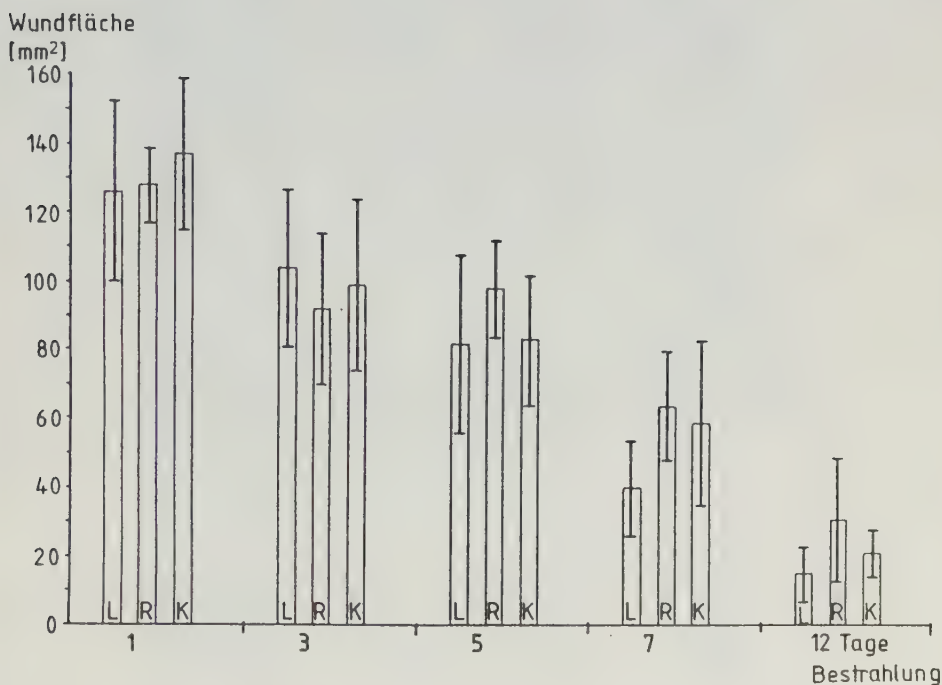


Abb. 7: Planimetrie

Wundfläche der jeweils linken Wunde nach 1-12tägiger Krypton-Laserlichtbestrahlung mit 20 J pro cm² und Tag.

L = Laserbestrahlte Wunden n = 30 Tiere

R = Rotlichtbestrahlte Wunden n = 30 Tiere

K = unabhängige Kontrollwunden n = 30 Tiere

Versuch II Planimetrie; Tabelle 2; n = 30

Bestrahlungs- tage	Lasergruppe λ 647 nm			Rotlichtgruppe λ 633 nm			Kontrollgruppe ohne Bestrahlung		
	linke Wunde $\bar{x}$	rechte Wunde $\bar{x}$	s	linke Wunde $\bar{x}$	rechte Wunde $\bar{x}$	s	linke Wunde $\bar{x}$	rechte Wunde $\bar{x}$	s
1.	126	26	124	11	128	11	137	22	149
3.	104	23	103	18	92	22	99	25	110
5.	82	26	110	17	98	14	83	19	84
7.	40	14	54	24	64	16	59	24	41
12.	15	8	14	6	31	18	21	7	17
									6

Tabelle 2: Wundgrößen nach 1-, 3-, 5-, 7- und 12-tägiger Bestrahlung mit Kryptonlaser λ 647 nm und Rotlicht λ 633 $\pm$ 20 nm, Bestrahlungsintensität: 20 J pro cm² und Tag.
Bestrahlt wurden die linken Wunden der Laser- und Rotlichtgruppe. Die rechten Wunden blieben als abhängige Kontrollen, die Wunden der Kontrollgruppe als unabhängige Kontrollen unbestrahlt.

Diskussion zur Planimetrie

KANA fand eine beschleunigte Wundverkleinerung durch He-Ne-Laserlichtbestrahlung, die zwischen dem 3. und 7. Tag einsetzte und ein Optimum zeigte bei 4 J pro cm^2 und Tag. Argon- und He-Ne-Laserlicht einer Intensität von 20 J pro cm^2 und Tag führten ebenso wie die Rotlichtbestrahlung mit derselben Intensität zu einer verzögerten Wundheilung (KANA 1980). Auch in dieser Untersuchung führt das Halogen-Rotlicht mit 20 J pro cm^2 und Tag zu einer verlangsamten Wundverkleinerung. Das Krypton-Laserlicht mit einer Intensität von 20 J pro cm^2 und Tag hat dagegen weder einen hemmenden noch einen fördernden Effekt auf die Verkleinerung der Wunden. Bei 10 J pro cm^2 und Tag sah ALLMANG (ALLMANG 1980) einen die Wundheilung beschleunigenden Effekt. Die Krypton-Laserlicht-Intensität von 20 J pro cm^2 und Tag dürfte also in der Übergangsphase liegen, in der hemmende wie stimulierende Einflüsse sich die Waage halten und somit netto kein Effekt nachweisbar ist.

Ursache dafür, daß die laser- wie rotlichtbe-strahlten Wunden 24 Stunden nach der ersten Be-strahlung im Mittel etwas kleiner sind als die unbestrahlten Wunden, könnte eine beschleunigte Antrocknung des Fibrinexsudats durch restliche, trotz Filter noch vorhandene Wärmestrahlung der Lichtquellen sein.

Möglicherweise werden auch primäre Kontraktionskräfte der Wunde oder des Fibrins durch die Be-strahlung stimuliert.

Versuch II Histometrie

Ergebnisse:

Der Verlauf der Wundheilung stellt sich in der histometrischen Untersuchung einheitlich für die drei Gruppen laser-, rotlichtbestrahlte Wunden und unbestrahlte, unabhängige und abhängige Kontrollen folgendermaßen dar (Abb. 8 - 10 und Tab. 3):

A) Entzündungszellen:

Anfangsgipfel der Entzündungszellen am 1. Tag nach Bestrahlungsbeginn, dann rascher Abfall bis zum 12. Tag, unterbrochen von einem Anstieg des Zellanteiles der Entzündungszellen am 7. Untersuchungstag.

B) Endothelzellen:

Maximum am 7. Untersuchungstag. Der Zellanteil liegt bei etwa 2 - 6 %.

C) Fibroblasten:

Anstieg bis zum 5. Tag; am 7. Untersuchungstag Abnahme des relativen Zellanteiles; am 12. Tag ist der relative Anteil der Fibroblasten der gleiche wie am 5. Tag.

D) Faserstrukturen:

Ab dem 3. Tag hoher Anteil, im Vergleich zu den anderen Zelltypen, langsamerer weiterer Anstieg bis zu einem Maximum am 12. Tag.

Die Standardabweichungen betragen 5 bis 30 %, außer bei den Endothelzellen, die bei einem Zellanteil von ca. 4 % eine Standardabweichung von über 30 % haben.

Es läßt sich kein Trend im Zellmuster zugunsten oder ungunsten der laserbestrahlten Wunden erkennen. Vielmehr scheinen alle Gruppen dem gleichen Kollektiv mit gleicher Verteilung der Zellanteile anzugehören (Abb. 8, 9, 10, 11, Tab. 3).

Entzündungszellen pro
400 Differenzierungspunkten

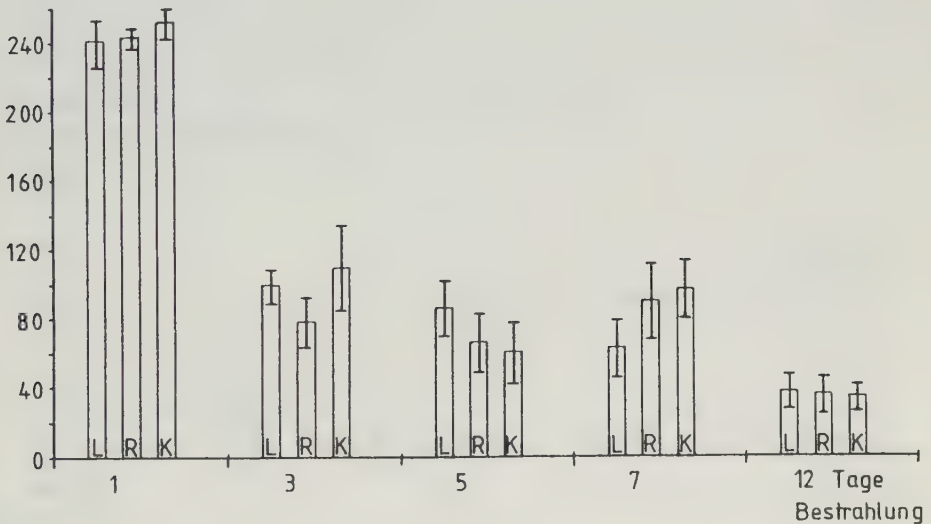


Abb. 8: Histometrie

n = 30 Tiere pro Gruppe
L = Krypton-laserbestrahlte Wunden;
20 J pro cm² und Tag
R = Rotlichtbestrahlte Wunden;
20 J pro cm² und Tag
K = unabhängige Kontrollwunden;
keine Bestrahlung

Endothelien pro
400 Differenzierungspunkten



Abb. 9

Fibroblasten pro
400 Differenzierungspunkten

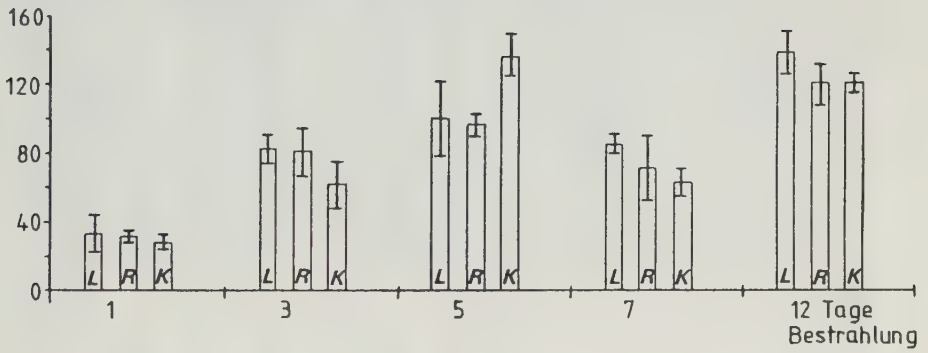


Abb. 10

Faserstrukturen pro
400 Differenzierungspunkten

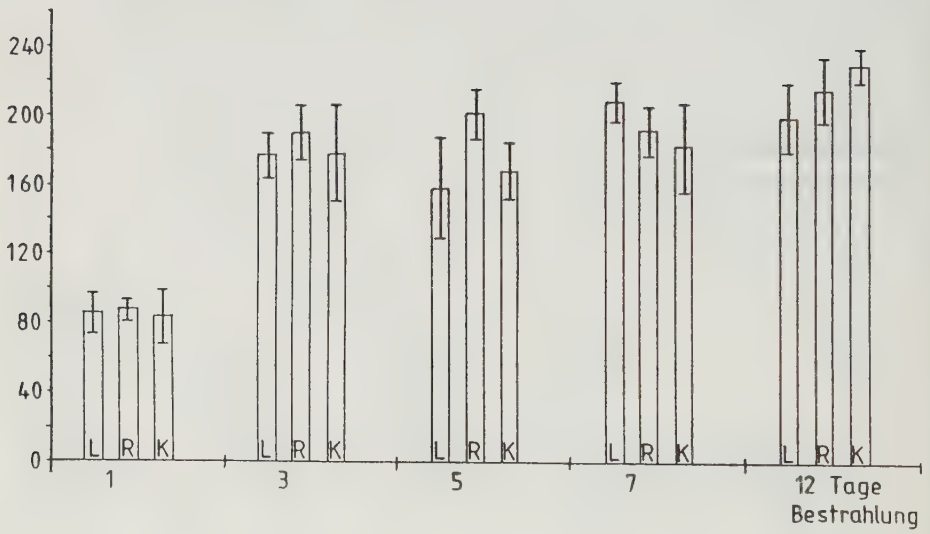


Abb. 11

Bestrahlungs- tage	Zellentart	Lasergruppe λ 647 nm				Rotlichtgruppe λ 633 nm				Kontrollgruppe			
		li. Wunde		re. Wunde		li. Wunde		re. Wunde		li. Wunde		re. Wunde	
		$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s
1	A	241	14	241	10	244	5	245	5	253	9	257	11
	B	7	5	11	5	14	3	6	4	6	3	9	4
	C	34	11	31	4	32	3	32	3	32	5	34	4
	D	86	12	84	9	88	6	88	11	88	16	76	8
	E	32	11	33	6	22	9	29	3	29	6	24	4
3	A	100	8	107	29	79	12	111	34	110	20	120	30
	B	9	8	4	3	5	4	6	6	8	8	8	6
	C	83	8	63	25	81	14	61	28	62	13	57	8
	D	177	13	189	29	190	16	144	25	178	28	165	14
	E	31	13	37	20	45	22	78	25	42	12	50	22
5	A	87	14	63	13	67	13	78	6	61	17	64	11
	B	14	5	10	5	9	4	14	5	10	5	4	4
	C	101	22	142	14	97	7	90	3	137	12	103	11
	D	158	29	161	15	201	14	197	13	168	16	204	7
	E	40	11	24	7	26	6	21	9	24	17	25	11
7	A	64	14	78	12	91	17	106	15	98	14	66	108
	B	21	7	16	5	22	8	25	10	32	23	31	11
	C	86	6	85	14	72	19	66	13	64	8	86	17
	D	208	11	192	6	191	14	190	17	182	26	104	18
	E	21	5	29	9	24	13	13	3	24	5	13	6
12	A	39	10	40	28	37	10	54	11	35	7	28	8
	B	12	6	11	7	14	7	6	3	7	2	9	7
	C	140	13	96	24	121	12	109	7	122	6	92	18
	D	199	20	238	43	215	19	214	22	229	10	260	33
	E	10	4	15	10	13	7	17	9	7	4	11	4

Tab. 3: Histometrieergebnisse; n = 30 Tiere.
 Relativer histometrisch bestimmter Zellanteil nach
 1-, 3-, 5-, 7- und 12-tägiger Bestrahlung mit
 Kryptonlaser, λ 647 nm, bezogen auf 400 differenzierte
 Zellen. Zum Vergleich wurden die linken Wunden der
 Rotlichtgruppe mit inkohäerentem Rotlicht λ 633 nm
 bestrahlt, die Wunden der Kontrollgruppe blieben unbe-
 strahlt. Bestrahlungsintensität: 20 J pro cm² und Tag.

A = Entzündungszellen: Leuko-, Lympho- und Monozyten;
 B = Endothelien: Kapillarendothelien und Angioblasten;
 C = Fibrozyten und Fibroblasten;
 D = Faserstrukturen;
 E = Rest- und Leerstellen

Diskussion zur Histometrie

Bei den in dieser Untersuchung differenzierten Zellen und Strukturen

- A) Leukozyten, Lymphozyten und Monozyten,
- B) Endothelien,
- C) Fibrozyten/Fibroblasten und
- D) Faserstrukturen

war bei großer Streubreite der Einzelergebnisse und weitgehender Überlappung der Standardabweichungen kein Unterschied in der Wundheilung nachweisbar.

So kann nicht beurteilt werden, ob tatsächlich histologisch kein Effekt nachweisbar ist oder ob dieser nur durch die große Streuung bei dafür zu kleiner Fallzahl verdeckt wird.

Mögliche Ursachen für diese Streubreite sind:

- 1.) Verunreinigungen der Wunden;
- 2.) gegenseitige Bißverletzungen der Ratten an den Wunden und
- 3.) die hohe Rate der Infektionen der Wunden.

Zu 1.)

In den Wundschnitten aller Untersuchungstage waren zahlreiche Einschlüsse des Streues zu erkennen, auf dem die Ratten gehalten wurden. Teilweise war das Streu ohne jede Reaktion eingelagert worden, in anderen Fällen kam es zu leukozytären Abwehrreaktionen.

Zu 2.)

Besonders am Tag der Wundsetzung waren die 6 Ratten eines Käfigs sehr gereizt und bissen sich heftig gegenseitig in die frischen Wunden. Später wurden die Wunden der Ratte, die nach erfolgter Bestrahlung wieder in den Käfig gesetzt wurde, von den übrigen beleckt. Dabei wurde der Schorf der frischen Wunden immer wieder verletzt. Zum Teil bissen die Ratten auch so heftig zu, daß sogar die 12 Tage alten, fast völlig vernarbten Wunden bluteten.

Zu 3.)

Diese beiden Gegebenheiten zusammen mit weiteren Infektionsmöglichkeiten bei den Manipulationen zur Bestrahlung der Ratten führten dazu, daß fast alle Wunden im Laufe der 12-tägigen Wundheilung vorübergehend infiziert waren und sekundär heilten. So läßt sich auch der zweite Gipfel der Entzündungszellen am 7. Untersuchungstag erklären. Diese Zunahme der Entzündungszellen aufgrund von Wundinfektionen führt dann zwangsläufig zur Abnahme des relativen Zellanteiles der Fibroblasten am 7. Tag bei wahrscheinlich unveränderter absoluter Zahl der Fibroblasten.

Um diese Fehlerquellen in den Untersuchungen auszuschalten, müßten die Ratten unter keimarmen Bedingungen der Bestrahlungsbehandlung unterzogen werden und die Ratten einzeln auf Drahtrosten, frei von Streu und Exkrementen gehalten werden.

Versuch III ZerreiBtest

Ergebnisse: (Abb. 12, 13, 14, 15)

- A) Die Dehnbarkeit eines Stoffes ist seiner Elastizität nach dem Hookeschen Gesetz proportional.

$$\Delta L = \frac{1}{E} \cdot \frac{K}{F} \cdot L$$

ΔL = Dehnung [mm]

E = Elastizität [pond/mm²]

K = Kraft [pond]

F = Querschnitt [mm²]

L = Länge [mm]

Bei der in situ ZerreiBung der Narben wurde die Länge und der Querschnitt der Narben nicht berücksichtigt. Eine direkte Umrechnung der gemessenen Dehnung in die Elastizität des Narbengewebes ist daher nicht möglich.

Die Dehnbarkeit des Narbengewebes wurde graphisch als Steigung der gemittelten ZerreiBkurven vor dem NarbenriB abgelesen.

Dehnbarkeit des Narbengewebes

Lasar, 20 J pro cm ² und Tag:	1,5 mm/50 pond
Rotlicht, 20 J pro cm ² und Tag:	2,6 mm/50 pond
unabhängige Kontrolle ohne Bestrahlung:	2,6 mm/50 pond

B) Zugfestigkeit

Die Zugfestigkeit ist physikalisch die Belastung, bei der Stoffe ihre Kontinuität verlieren.

Graphisch entspricht die Zugfestigkeit in den gemittelten ZerreiBkurven dem ersten Wendepunkt der s-förmigen Kurven. Der zweite Umschlagspunkt entspricht dem Moment, da die Narben völlig zerrissen sind und die Dehnung der umgebenden Rattenhaut beginnt.

Zugfestigkeit des Narbengewebes

Laser, 20 J pro cm ² und Tag:	137 pond
Rotlicht, 20 J pro cm ² und Tag:	175 pond
unabhängige Kontrolle, ohne Bestrahlung:	200 pond

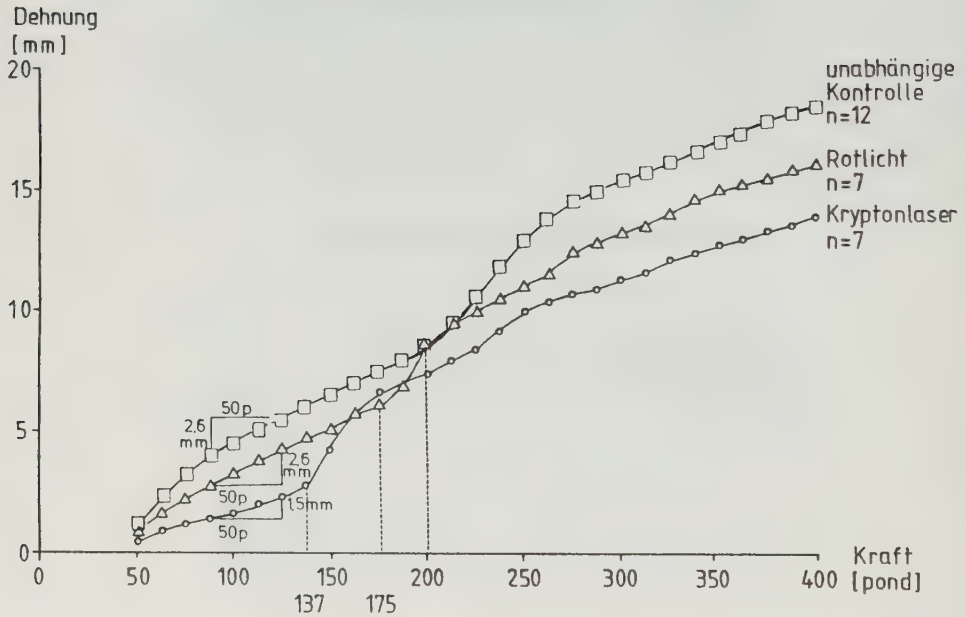


Abb. 12: ZerreiBtest

Vergleich laserbestrahlte Wunden gegen rotlichtbestrahlte Wunden und nichtbestrahlte Kontrollwunden.

o-o-o n = 7, 12 x mit 20 J pro cm² und Tag Krypton-Laser λ 647 nm bestrahlt;

Δ - Δ - Δ n = 7, 12 x mit inkohaerentem Rotlicht, λ 633 nm bestrahlt;

$\square$ - $\square$ - $\square$ n = 12, unabhängige Kontrolle, keine Bestrahlung.

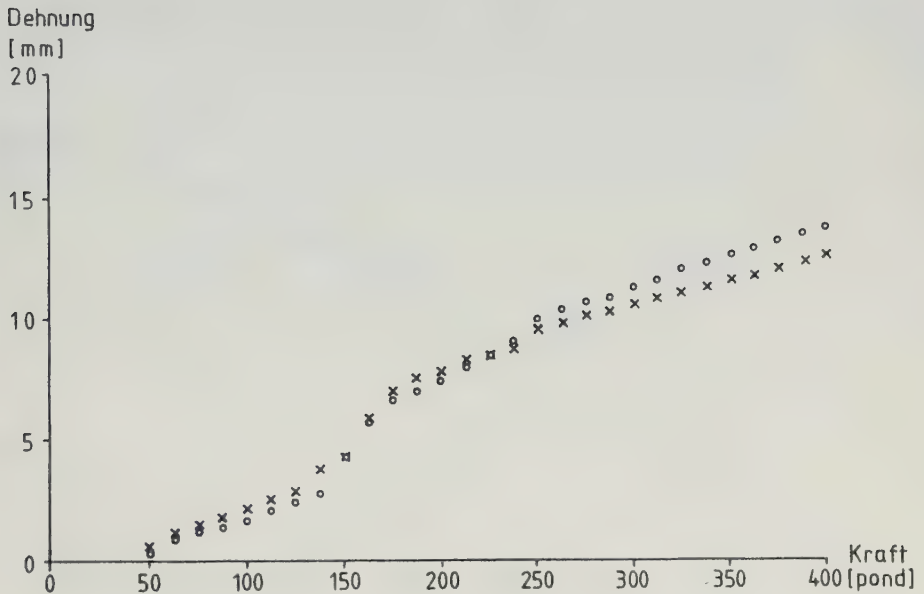


Abb. 13: ZerreiBtest

Vergleich mit Krypton-Laser bestrahlte
linke Wunden gegen nicht bestrahlte,
abhängige rechte Kontrollwunden.

Lasergruppe n = 7

linke Wunde o o o o, 12 x mit 20 J
pro cm² und Tag Krypton-Laser λ 647 nm
bestrahlt

rechte Wunde x x x x, keine Bestrahlung.

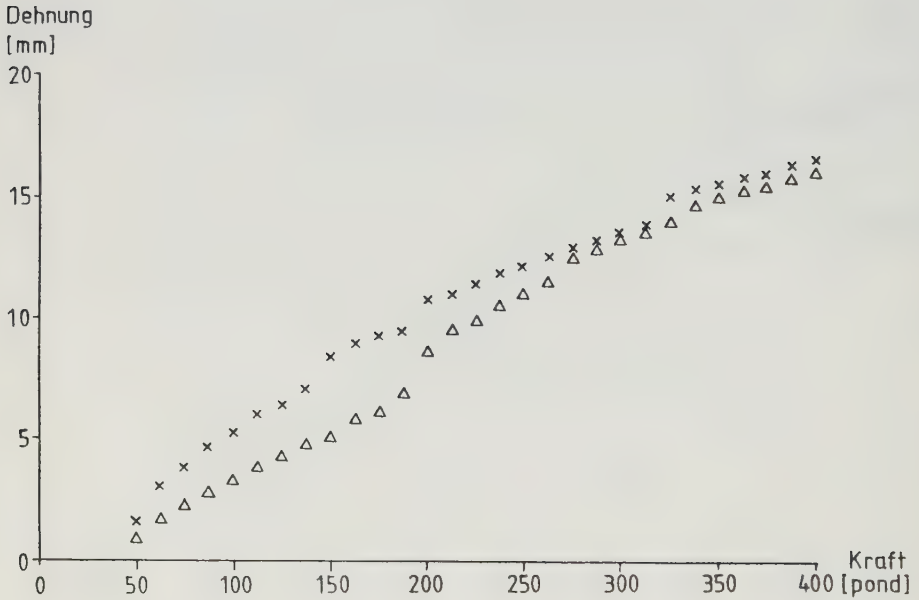


Abb. 14: ZerreiBtest

Vergleich rotlichtbestrahlte Wunden
und nicht bestrahlte abhängige rechte
Wunden.

Rotlichtgruppe $n = 7$

linke Wunde $\Delta \Delta \Delta$ mit 20 J pro cm^2 und
Tag 12 x bestrahlt;

rechte Wunde x x x, keine Bestrahlung.

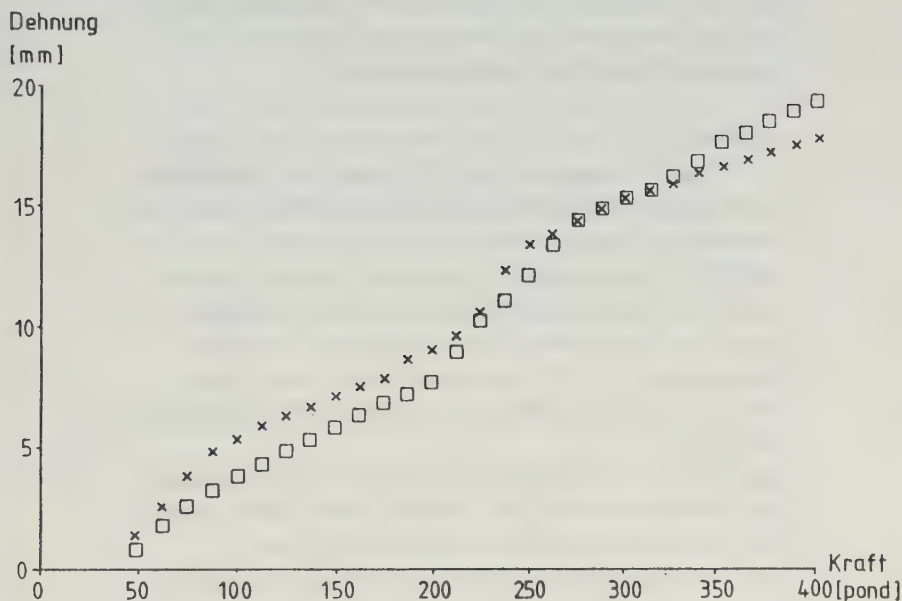


Abb. 15: Vergleich linke Wunden gegen rechte Wunden der unabhängigen, nicht bestrahlten Kontrolle.

unabhängige Kontrolle $n = 12$

linke Wunden $\square \square \square$

rechte Wunden $\times \times \times$

Diskussion zum ZerreiBtest

In dem ZerreiBtest ist nach 12-tägiger Bestrahlung mit Krypton-Laserlicht einer Intensität von 20 J pro cm^2 und Tag sowohl die Dehnbarkeit als auch die Zugfestigkeit der Narben geringer als bei den rotlichtbestrahlten und nicht bestrahlten Kontrollnarben.

Die mit Rotlicht bestrahlten Narben haben die gleiche Dehnbarkeit, aber eine geringere Zugfestigkeit als die Kontrollnarben.

Es kommt also durch die Bestrahlung der Wunden mit einer Intensität von 20 J pro cm^2 und Tag zu einer Hemmung der Wundheilung gegenüber den nicht bestrahlten Kontrollwunden, die Narben sind qualitativ schlechter, eventuell durch verminderten Kollagengehalt. Dabei ist die Hemmung durch das kohärente Krypton-Laserlicht der Wellenlänge $\lambda 647 \text{ nm}$ ausgeprägter als durch das inkohärente Halogenrotlicht der Wellenlänge $\lambda 633 \text{ nm}$.

Ähnlich sahen STEPANOV et al 1977 eine Hemmung der Fibroblastenteilung durch He-Ne-Laserbestrahlung bei Intensitäten von über 20 J/cm^2 .

Bei Intensitäten von unter 20 J/cm^2 wurden die Fibroblasten dagegen stimuliert. He-Ne-Laserlicht der Wellenlänge $\lambda 632,8 \text{ nm}$ liegt ebenfalls im Rotlichtbereich des sichtbaren Lichtes wie das Krypton-Laserlicht.

Grünlichtlaser aktivieren die Fibroblastenteilung bei Intensität von $4 \text{ bis } 10 \text{ J/cm}^2$, wenn die

angewandte Energie 240 mW/cm^2 nicht übersteigt (ROUNDS et al 1972, STEPANOV et al 1977, KANA 1980).

Die in der Untersuchung applizierte Intensität von 20 J pro cm^2 und Tag dürfte also über dem Bereich liegen, in dem eine Stimulierung der Wundheilung durch Krypton-Laserlicht-Bestrahlung möglich ist.

KURZE ZUSAMMENFASSUNG DER VERSUCHSERGEBNISSE

Weissen Sprague-Dawley-Ratten wurden am Rücken Hautwunden mit einer definierten Fläche von $1,77 \text{ cm}^2$ gesetzt. Die Tiere wurden an 12 aufeinanderfolgenden Tagen mit kohaerentem, polarisiertem Krypton-Laserlicht der Wellenlänge $\lambda 647 \text{ nm}$ mit einer Intensität von 20 J/cm^2 bestrahlt, entsprechend einer dreiminütigen Exposition pro Tag mit 111 mW/cm^2 .

Zum Vergleich wurden gleichartige Wunden mit inkohaerentem, nicht polarisiertem Halogen-Rotlicht der Wellenlänge $\lambda 633 \text{ nm}$ (Halbwertsbreite $\lambda 20 \text{ nm}$) bestrahlt. Die Bestrahlungsintensität betrug bei gleicher Expositionszeit ebenfalls 20 J pro cm^2 und Tag.

Nicht bestrahlte Tiere dienten als unabhängige Kontrollen.

Die Wunden bzw. Narben wurden anhand folgender Parameter verglichen:

- I. Verkleinerungsgeschwindigkeit der Wunden;
- II. Histometrisch untersuchte relative Zellzusammensetzung von Schnittpräparaten der Wunden nach ein-, drei-, fünf-, sieben- und zwölftägiger Bestrahlung;
- III. Dehnbarkeit und Zugfestigkeit der Narben nach zwölftägiger Bestrahlung.

Signifikante Unterschiede zwischen den kohaerent und inkohaerent bestrahlten Wunden und den unabhängigen, nicht bestrahlten Kontrollwunden wurden nicht nachgewiesen.

Ad. I

Die Wundflächen der mit inkohaerentem, nicht-polarisiertem Rotlicht bestrahlten Wunden waren tendenziell ab dem 5. Bestrahlungstag größer als die Kontrollwunden und die mit kohaerentem Krypton-Laserlicht bestrahlten.

Ad. II

In dem relativen Anteil der differenzierten Strukturen

- A) Leukozyten, Lymphozyten und Monozyten,
- B) Endothelien,
- C) Fibroblasten, Fibrozyten und
- D) Faserstrukturen

ist weder an den einzelnen Untersuchungstagen noch im zeitlichen Verlauf ein Unterschied zwischen den bestrahlten und unbestrahlten Wunden zu erkennen.

Ad. III

Nach zwölftägiger Bestrahlung mit Krypton-Laserlicht ist die Dehnbarkeit und Zugfestigkeit des Narbengewebes geringer als bei den mit Rotlicht bestrahlten und den unabhängigen Kontroll-Narben.

Zusammengefaßt scheint also die Bestrahlung mit 20 J pro cm^2 und Tag Krypton-Laserlicht eher einen hemmenden als stimulierenden Effekt auf die Wundheilung zu haben. Dies gilt mit nur geringfügigen Abweichungen nicht nur für die kohaerente, polarisierte Krypton-Laserlicht-Bestrahlung, sondern auch für die inkohaerente, nicht polarisierte Rotlicht-Bestrahlung.

LITERATURVERZEICHNIS

ALLMANG, T.:

Wundheilung bei der Ratte nach Laser- und Rotlicht-
bestrahlung

Inauguraldisertation aus dem Fachbereich Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz 1981

BABAYAN, R., FARLMANN, F.:

Laser und Wundheilung

Zentralblatt Chirurgie 102 (20) 1247-50 (1977)

BOZDUGANOV, A., DRAYIEV, M.:

Histologische und histometrische Untersuchungen der
Haut nach Bestrahlung mit Rubin-Laser

Radiobiol. Radiother. 14 703-710 (1973)

FOERSTER, G., MUUSS, H.:

Versuche zur Herstellung von Haut- und Knochenver-
bindungen durch Laserlicht

Schweißen und Schneiden (Braunschweig) 23 59-60 (1971)

GROTELUESCHEN, B.:

Der heutige Stand der Chirurgie mit Laserstrahlen

Chirurg 49 (4) 197-201 (1978)

GÜRS, K.:

Laser, Grundlagen, Eigenschaften und Anwendungen in
Wissenschaft und Technik

Umschau-Verlag Frankfurt/M. 1970

HUTSCHENREITER, G., HAINA, D., PAULINI, K.,
SCHUMACHER, G.:

Wundheilung nach Laser- und Rotlichtbestrahlung
Z.exper.Chir. 13 75-85 (1980)

KANA, J.S.:

Der Einfluß von Laserstrahlen auf die Wundheilung
bei Ratten

Inauguraldissertation aus dem Fachbereich Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz 40-55 (1980)

KANA, J.S., HUTSCHENREITER, G., HAINA, D.:

The effect of low power density laser radiation on
the kealing of open skin wounds in rats

Arch. of Surgery 116 293-296 (1981)

KORYINYI, D.I., ASKAROVA, S.N.:

Stimulation of repatative regeneration of tongue
mucosa by light of helium-neon-laser

Zdravookhr Kazakhstana 2 41-43 (1974)

KOVACS, J.B., MESTER, E., GOEROEG, P.:

Stimulation of wound kealing with laser beam in
the rat

Experientia 30 (11) 1275-6 (1974)

KOVACS, J.B., MESTER, E., GOEROEG, P.:

Stimulation of wound kealing by laser rays as
estimated by means of the rabbit ear chamber method

Acta.Chirurg.Acad.Hung. 15 427-432 (1974)

MAIMAN, Th.:

Stimulated optical radation in ruby

Nature 187 493 (1960)

MESTER, E., LUDANY, G., SELLYEI, M., SZENDE, B.,
TOTA, J.G.:

The stimulated effect of low power laser rays on
biological systems

Laser rev. 1 3 (1968)

MESTER, E., SELLYEI, M., TOTA, J.G.:

Laserstrahlenwirkung auf das Wachstum des
Ehrlichschen Aszitestumors

Arch.Geschwulstforsch. 32 (3) 201-206 (1968)

MESTER, E., SZENDE, B., TOTA, J.G.:

Die Wirkung der über längere Zeit wiederholt ver-
abreichten Laserstrahlung geringer Intensität auf
die Haut und die inneren Organe bei Mäusen

Radiobiol. Radiother. 10 371-377 (1969)

MESTER, E., SZENDE, B., TOTA, J.G.:

Über die Summation fraktioniert verabreichter
Laserstrahlen

Radiobiol. Radiother. 10 379-383 (1969)

MESTER, E., LUDANY, G., FRENYO, V., SELLYEI, M.,
SZENDE, B., GYENES, G., IASZ, M., KISS, A.F.,
DOEKLEN, A., TOTA, J.G.:

Experimental and clinical observations with laser
Panminerva med. 13 538-43 (1971)

MESTER, E., SPIRY, T., SZENDE, B., TOTA, J.G.:

Effect of laser rays on wound healing

Am.j.surg. 122 (4) 532-5 (1971)

MESTER, E., SZENDE, B., SPIRY, P., SCHER, A.:

Effets du laser dans la guérison des plaies

Lyon chir. 67 (6) 416-9 (1971)

MESTER, E., VARTERESZ, V., DOEKLEN, A., GAERTNER, P.,
HEJJAS, M.:

Die Wirkung von Laserstrahlen auf die Haemoglobin-
synthese in vitro

Radiol. Radiother. 12 669-75 (1971)

MESTER, E., SZENDE, B., SPIRY, T., SCHER, A.:

Stimulation of wound healing by laser rays

Acta chirg.acad.sci.hung. 13 (3) 315-24 (1972)

MESTER, E., JASZÁGI-NAGY, E.:

The effect of laser radation on wound healing and
collagen synthesis

Studia biophys. 35 (3) 227-30 (1973)

MESTER, E., SPIRY, T., SZENDE, B.:

Effect of laser rays on wound healing

Bull. soc.int.chir. 32 (2) 169-73 (1973)

MESTER, E., BACSY, E., SPIRY, T., TISZA, S.:

Laser stimulation of wound healing

Enzyme-histochemical studies.

Acta chir.acad.sci.hung. 15 (2) 203-8 (1974)

MESTER, E., KORENYI-BOTH, A., SPIRY, T., TISZA, S.:

Laser und Muskelfaserregeneration

Acta chir.acad.sci.hung. 15 (4) 337-42 (1974)

MESTER, E., BACSY, E., KORENYI-BOTH, A.,

KOVACA, J., SPIRY, T.:

Klinische, elektronenoptische und enzymhistologi-
sche Untersuchungen über die Wirkung der Laser-
strahlen auf die Wundheilung

Langenbecks Arch.Chir.Suppl. 261-265 (1974)

MESTER, E., KORENYI-BOTH, A., SPIRY, T., SCHER, A.,
TISZA, S., VARGA, L.:

Neuere Untersuchungen über die Wirkung der Laser-
strahlen auf die Wundheilung

Z.exp.Chir. 7 9-17 (1974)

MESTER, E. et al:

Laser in the locoregional treatment of tumors

Panminerva med. 17 (7-8) 229-34 (1975)

MESTER, E. et al:

Laser stimulation of wound healing

Acta chir.acad.sci.hung. 17 (1) 49-55 (1976)

MESTER, E.:

Clinical results of wound healing stimulation
with laser and experimental studies of the action
mechanism

In: Waidelich, W. (et al): Laser 75 Optoelectronics:
Proceeding of a conference, Munich (Germ.) June
24-27, 1975.

IPC science and technology press, Guilford 1976 pp
119-25

MESTER, E., NAGY, E.J., BACSY, E., KORENYI-BOTH, A.,
NAMENYI, J., KOVACS, J., TISZA, S.:

Laser in der Medizin - experimentelle und klinische
Erfahrungen

In: Kaul, A. (et al): Medizinische Physik in For-
schung und Praxis. 6. Wissenschaftliche Tagung der
deutschen Gesellschaft für medizinische Physik in
Berlin, 28. - 29.4.1975

W.de Grayter, Berlin-New York pp 117-35 (1976)

MESTER, E., TISZA, S., SCILLAG, L., MESTER, A.:
Laser treatment of coumarin-induced skin necrosis
Acta chir.acad.sci.hung. 18 (2) 141-8 (1977)

MESTER, E., NAGYLUESKAY, S., TISZA, S., MESTER, A.:
Stimulation of wound healing by means of laser
rays. Part III.

Investigation of the effect on immune competent
cells

Acta chir.acad.sci.hung. 19 (2) 163-70 (1978)

MESTER, E., NAGYLUESKAY, S., WAIDELICH, W.,
TISZA, S., GREGUSS, P., HAINA, D., MESTER, A.:
Auswirkungen direkter Laserbestrahlung auf mensch-
liche Lymphozyten

Acta dermatol.res. 263 241-5 (1978)

RAJARAMAN, R., NARAYAN, K.S., ROUNDS, D.E.:
Effect of different laser radation on human cells
in culture

In vitro 7 (4) 281 (1972)

ROUNDS, D.E.:

Effects of laser radation on cell cultures

Fed.proc. 24 suppl. 14 116-21 (1965)

ROUNDS, D.E., CHAMBERLAIN, E.C., OKIGAKI, T.:
Laser radation of tissue cultures

Ann.N.Y. acad.sci. 122 713-27 (1965)

ROUNDS, D.E., OLSON, R.S., JOHNSON, F.M.:

The laser as a potential tool for cell research

J.cell. biol. 27 (1) 191-7 (1965)

ROUNDS, D.E., OLSON, R.S.:

The effect of intense visible light on cellular respiration

Life sci. 6 (4) 359-66 (1967)

SCHREIBER, G., OSWALD, H., DANZ, M., FREUND, E., STAUPENDAHL, G.:

CO₂-Laser-Effekte am peripheren, markhalten Nerven
Z.exper.Chir. 7 2-8 (1974)

SHAKHTMEISTER, J.J., VALTSEVA, J.A., SHEKHTER, A.B., YAKUNIN, G.A., NOVIKOVA, A.N.:

Biological reactions of the body to the application of a laser beam to the skin

Vestn.derm.vener. 50 (12) 7-12 (1974)

STEPANOV, B.J., MOSTOVNIKOV, V.A., RUBINOV, A.N., KHOZHLOV, J.V.:

Regulation of the functional activity of human cells with laser radiation

Dokl.akad.nauk.SSR 236 (4) 1007-10 (1977)

VERDONK, G.:

L'antagonisme biologique in vitro entre différentes bandes visibles du spectre solaire

C.R. soc.biol. 124 258-61 (1937)

ZADOROZHNYI, B.A., SAFORONOV, B.G., RYUBA, V.M.:

Morphological and histochemical changes in the skin under the influence of low-power gas lasers

Vestn.derm.vener. 30 (8) 34-9 (1976)

ZUBKOVA, S.M.:

Possible role catalase in the response of
mitochondria to helium-neon laser radiation
Vops.kurortol. fizioter lek fiz kult (6) 14-7
(1976)

ZUBKOVA, S.M., SOKOLOVA, Z.A.:

The state of mitochondria and nuclear chromatin
from nervous cells of brain cortex in laser
irradiation
Vops.med.chim. 24 (3) 326-30 (1978)

Lebenslauf

In Lengerich, Kreis Emsland wurde ich, Franz-Josef Schwegmann, am 10.11.1951 als erstes Kind der Eheleute Heinrich und Anna Schwegmann, geb. Kallage geboren und nach römisch-katholischem Ritus getauft.

Bis 1954 lebten wir dort auf dem Hof meiner Großeltern und zogen dann um nach Thuine, Kreis Emsland, wo mein Vater als Tischler arbeitet.

1958 wurde ich in die Volksschule Thuine eingeschult und wechselte 1962 zum Gymnasium Georgianum in Lingen/Ems. Nach erfolgreich abgelegter Reifeprüfung 1970 diente ich zwei Jahre als Zeitsoldat in einem Sanitätsbataillon. Nach vorübergehender Tätigkeit als Krankenpfleger und einem dreisemestrigen Chemiestudium nahm ich zum Wintersemester 1974 mein Medizinstudium in Mainz auf, welches ich dort im April 1980 mit dem Staatsexamen abschloß.

Von Juni 1980 bis September 1981 war ich als wissenschaftlicher Mitarbeiter im Institut für Anaesthesiologie der Johannes Gutenberg-Universität eingestellt im Rahmen der Weiterbildung zum Facharzt. Seit Oktober 1981 bin ich Assistenzarzt in der Anaesthesieabteilung des Marienhospitals in Osnabrück.

Mit der Fachkrankenschwester Christel Schwegmann, geb. Thele, bin ich seit 1974 verheiratet, im Februar 1980 wurde unser erstes Kind, Johannes, geboren, im Dezember 1981 unsere Tochter Theresa.

